



Mastergradsoppgave

Løpskinematikk, muskelaktivitet og energikostnaden ved løping i en konstant fart (16km/t) på bane, tredemølle og curve mølle.

Running Kinematics, muscle activity and energy cost of running at a constant speed (16km / h) on a track, treadmill and curve treadmill.

Jens Høiås

MKØ210

Mastergradsoppgave i
Kroppsøving – og idrettvitenskap

Avdeling for lærerutdanning
Høgskolen i Nord-Trøndelag - 2015





HINT

SAMTYKKE TIL HØGSKOLENS BRUK AV MASTEROPPGAVE

Forfatter: Jens Høiås

Norsk tittel: Løpskinematikk, muskelaktivitet og energikostnaden ved løping i en konstant fart (16km/t) på bane, tredemølle og curve mølle.

Engelsk tittel: Running Kinematics, muscle activity and energy cost of running at a constant speed (16km / h) on a track, treadmill and curve treadmill

Kryss av:

☒

Jeg samtykker i at oppgaven gjøres tilgjengelig på høgskolens bibliotek og at den kan publiseres på internett i fulltekst via BIBSYS Brage, HiNTs åpne arkiv

☐

**Min oppgave inneholder taushetsbelagte opplysninger og må derfor ikke gjøres tilgjengelig for andre
Kan frigis fra: _____**

Dato:

underskrift

Forord

Denne masteroppgaven har vært en krevende oppgave å jobbe med, men det har også vært en svært lærerik og innholdsrik prosess. Det har vært både oppturer og nedturer gjennom dette året. Jeg vil rette en stor takk til min samarbeidspartner Eskil Granefjell gjennom ett godt samarbeid gjennom hele masteroppgaven. En stor takk rettes også til forsøkspersonene for deres deltakelse og engasjement gjennom sin deltagelse.

Sammendrag

Hensikten med denne studien var å se om det er noen forskjell i løpeteknikk og muskelaktivitet ved konstant fart (16km/t) på bane, motorisert tredemølle og curve tredemølle.

Tredemølle er i dag blitt ett hyppig brukt treningsverktøy for løpere, spesielt i land hvor forholdene ikke hele tiden er optimale med tanke på vær og temperatur. Hensikten med denne studien var å sammenligne løpeteknikken og muskelaktiviteten 16km/t, over tre forskjellige underlag; bane, tradisjonell mølle og en Woodway Curve. Ti mannlige, godt trente utøvere med god erfaring fra løping på tredemølle og bane deltok på studien. De kinematiske variablene ble studert ved å bruke et tredimensjonalt kamerasystem bestående av 6-8 kamera (Qualisys, Gothenburg) og EMG ble hentet ut fra ni muskler i de lavere ekstremiteter. Mens det ble registrert oksygen forbruk med Metamax II cortex, å tatt hjertefrekvensmålinger og RPE under testingen.

Hovedfunnene i denne studien viser at det er en stor overføringsverdi fra løping på vanlig standardisert tredemølle og curve tredemølle til bane løping. Fordi seks av ni sentrale muskler i nedre ekstremiteter viste ingen signifikant forskjell, og fire av seks sentrale løpskinematiske variabler viste heller ingen signifikant forskjell ved løping på motorisert tredemølle, curve tredemølle og løping på bane.

Men resultatene viser også at det er enkelte signifikante forskjeller. Oksygenforbruk, hjertefrekvens og oppgitt RPE viser helt klart signifikant høyere verdier ved løping på en Woodway curve mølle i forhold til løping på bane og tradisjonell tredemølle.

EMG målingene viser signifikante høyere muskel aktivering i Gluteus maximus ved løping på curve. Mens Biceps Femoris og Semitendinosus viser signifikant lavere muskelaktivitet ved løping på bane. De kinematiske variablene viser signifikant forskjell på steglengde mellom alle tre underlagene (bane, mølle og Woodway Curve mølle). Samtidig ser man en signifikant lavere knevinkel ved fotsett på vanlig standardisert tredemølle i forhold til løping på bane og curve mølle.

Summary

The purpose of this study was to see if there is any difference in running technique and muscle activity at constant speed (16km / h) on the court, motorized treadmill and curve treadmill.

The treadmill is a frequently used training tool for runners, especially in countries where conditions are not constantly optimal in terms of weather and temperature. The purpose of this study was to compare the running technique and muscle activity at 16km / h on three different surfaces: track, traditional treadmill and Woodway Curve. Ten male, highly trained athletes with good experience of running on a treadmill and track attended this study. The kinematic variables were studied using a three-dimensional camera system consisting of 6-8 cameras (QualiSys, Gothenburg) and EMG were extracted from nine muscles in the lower extremities. While it was recorded oxygen consumption with Metamax II cortex, to taking heart measurements and RPE during the testing.

The main findings of this study suggest that there is a high transfer value from running on regular standardized treadmill and curve treadmill to track running. Because six of nine core muscles in the lower extremities showed no significant difference, and four of the six key l pskinematiska variables showed no significant difference between the three different between running on motorized treadmill, curve treadmill and running on the track.

However, the results also show that there are some significant differences. Oxygen consumption, heart rate and RPE stated clearly show significantly higher values when running on a Woodway curve mill compared to running on a track and traditional treadmill.

EMG measurements show significant higher muscle activation in Gluteus maximus by running the curve. While Biceps Femoris and semitendinosus show significantly less muscle activity during running on a track. The kinematic variables show significant differences in stride length between all three under lagen (court, mill and Woodway Curve mill).

Meanwhile, we see a significantly lower knee angle on landing in the usual standardized treadmill compared to running on a track and curve treadmill.

Innhold

Innledning	8
- Kinematiskevariabler i ett løpesteg	9
- kinematiskevariabler på en curve mølle	11
- Muskelaktivisering.....	11
-Problemstilling	13
 Metode	 14
- Forsøkspersoner	14
- Testprosedyre	14
- Utstyr.....	15
* 3D analyse	15
* EMG	18
- Databehandling	18
- statistikk.....	19
 Resultater	 19
- Fysologiske parametere (oksygenforbruk, hjerterefrekvens og RPE)	19
- EMG	21
- kinematiske variabler	23
 Diskusjon.....	 27
-Hovedfunn	27
* fysologiske parametere	27
*EMG	27
*Kinematiske varibler.....	27
- Fysologiske parametere	28
-EMG	28
-Kinematiske variabler	29
 Konklusjon.....	 31
Referanser	32

ANTALL ORD: 7640

Løpekinematikk, muskelaktivitet og energikostnaden ved løping i en konstant fart (16km/t) på bane, tredemølle og curv mølle

Tredemøllen har i dag blitt et nyttig verktøy både når det gjelder trening, testing og forskning siden den gir muligheter for enkelt å kontrollere ulike parametere som fart, inklinasjon, vær og vind. Tredemøllen er derfor blitt et hyppig brukt treningsverktøy blant både elite-utøvere og mosjonister. På en tredemølle vil underlaget forflytte seg, mens den som løper vil holde seg på stedet. Dette kan påvirke stegavviklingen og muskelaktiviteten siden foten blir dratt bakover av båndet på tredemøllen, i motsetning til løping utendørs der man selv må skyve benet bakover for å skape fremdrift. En ikke-motorisert tredemølle vil da konstruere stegavviklingen på en annen måte i forhold til en tradisjonell tredemølle. Det vil derfor være meget interessant å se hvordan to forskjellige typer tredemølle vil påvirke de ulike faktorene som er relevante for løping. For å bli best mulig til å løpe, er det naturligvis viktig å løpe mye gjennom flere år. Dette gjøres naturligvis best under omstendigheter som er mest mulig lik det man møter i en konkurransesituasjonen. Dette er noe som blir vanskelig i vinterhalvåret, som vi har her i Norden. Å løpe på en tredemølle er sikkert veldig likt som å løpe utendørs, men hvor likt er det egentlig? Er bevegelsesmønsteret og teknikken lik? Er muskelaktiviteten lik? Dette er meget interessante spørsmål for løpere som ønsker å forbedre sin prestasjon. I den senere tiden har det kommet ulike mølle-typer som blant annet Woodway Curve som er en tredemølle uten motor (se fig. 1). Løperen selv er motoren som driver løpebeltet til Curve. Den buede formen på Curve lar løperen akselerere og bremse i sitt eget ønskede tempo. Det er den første tredemøllen på markedet som reagerer på brukerens løpskapasitet, og ikke er avhengig av hastighet eller akselerasjon på motoren.



Figur 1. Woodway curve

Leverandøren av disse møllene, Woodway hevder at løping på disse tredemøllene skal være mer naturlig og likt det å løpe utendørs kontra det å løpe på en vanlig motorisert tredemølle. Tidligere forskning derimot viser at det koster mer energi å løpe på en curve mølle kontra det å løpe utendørs (Seneli, Edlbeck, Myatt, Reynolds, & Snyder, 2011). Dermed vil det være interessant å se på hva som blir betegnet som god løpeteknikk og vil den være lik på en motorisert tredemølle, ikke motorisert tredemølle i forhold til løping på en bane.

God løpeteknikk er et spørsmål om hvordan man utnytter sine ressurser for å oppnå en mest hensiktsmessig løpeteknikk. Dermed blir ofte god løpeteknikk sett i sammenheng med god løpsøkonomi. Løpsøkonomi blir definert som utøverens stabile oksygenopptak på en submaksimal belastning (Bassett & Howley, 2000). Med dette menes det at utøveren har et mindre forbruk av oksygen på en submaksimal arbeidsbelastning enn utøver med dårligere løpsøkonomi. En bedre løpsøkonomi betyr at løperen kan holde en høyere gjennomsnittshastighet på en gitt distanse. Di Prampero et al. (2003) konstaterte at en forbedring med 5% i løpsøkonomien vil forbedre selve prestasjonen i langdistanseløp med ca. 3,8% (di Prampero, 2003). Dette understreker hvor stor betydning løpsøkonomien har på prestasjonen, og kan forklare hvorfor løpere med lik VO₂-maks presterer ulikt (Saltin & Åstrand, 1967). Men det å se om en utøver løper økonomisk er nesten umulig bare ved hjelp av de blotte øyet. Dermed må man se på hvilke kinematiske faktorer som er med å bestemme hva som er en god løpeteknikk.

Kinematiske variabler i ett løpesteg

Kinematiske mønstre i løping påvirker løperens energiforbruk i en gitt løpshastighet. Steglengde og stegfrekvens er muligens de mest fundamentale av disse parameterne som har størst betydning for løpsøkonomien. En endring av disse kinematiske parametrene bort fra det optimale vil resultere i en økning av energiforbruk og dermed mindre økonomisk løping. De fleste løpere velger en steglengde og stegfrekvens naturlig ut fra hva som er minst energikrevende (Cavanagh & Williams, 1982) (Hunter & Smith, 2007). Andre kinematiske avgjørende faktorer ble funnet i en studie gjort av Nummela et al. (2006) på tjue fem mannlige idrettsutøvere hvorav ti friidrettsløpere, åtte orienteringsløpere og sju triatlonutøvere fra godt nasjonalt nivå, der de fant ut at den eneste faktoren som var kontakttiden løperen hadde i bakken som viste en signifikant sammenheng med god løpsøkonomien. Ut fra deres studie viste det seg da at de som løp mest økonomisk hadde signifikant kortest bakkekontakt, dermed betyr det at kort og effektiv bakkekontakt var synonymt med god løpsøkonomi. Dette kan underbygges

med en studie gjort av Williams og Cavanagh (1982). Der de observerte også at kort bakke kontakt og lite vertikal kraft korrelerte med god løpsøkonomi på en submaksimal hastighet ($r=0,49$ og $r=0,50$). Forfatterne i begge disse studiene viser videre at steglengde og stegfrekvens viste bare individuelle forskjeller mellom forsøkspersonene (Cavanagh & Williams, 1982) (Nummela, Keranen, & Mikkelsso, 2006). Noe som kan skyldes ulik kroppsdimensjon mellom forsøkspersonene. Allikevel blir kinematiske faktorer som steglengde og stegfrekvens trukket fram som avgjørende for prestasjonen (Bassett & Howley, 2000). I tillegg fant Williams og Cavanagh (1982) ut at for alle løpere er det et personlig U-kurvet forhold mellom steglende, stegfrekvens og løpsøkonomi. Der bunnen av U-kurva er det punktet hvor utøveren har en optimal steglende og stegfrekvens, fordi det er der utøverens forbruk av oksygen er lavest i forhold til en konstant submaksimal fart. Williams og Cavanagh hevdet at denne optimale VO_2 kombinasjonen av stegfrekvens og steglende, er den eliteutøvere vanligvis finner etter mange års trening (Cavanagh & Williams, 1982).

Så hva da med løping på tredemølle. Studier gjort av Elliot og Blanksby (1976) viste at løping på tredemølle gav en kortere fly-tid, redusert steglengde og en økt stegfrekvens ved moderate hastigheter fra 10,8 til 14,4 km/t i forhold til løping utendørs. Disse funnene ble også funnet i nyere studier gjort av Riley, et al. (2006) Der man testet tjue unge løpere/joggere med ett varierende treningsgrunnlag. Det viste seg at det var signifikante forskjeller på både stegfrekvens og steglengde når man sammenlignet løping på tredemølle kontra de å løpe utendørs. Steglengden var høyere ved løping på tredemølle og stegfrekvensen ble høyere, når man sammenlignet løping på tredemølle og løping på bane ved lik hastighet (Riley, et al., 2006). Wank et al. 1998. Observerte ut fra sine forsøkspersonene at de tok i bruk en løpestil som virket mer anstrengende med en høyere stegfrekvens enn på tredemølle når de sprang på bane. Dette resulterte i en signifikant høyere stegfrekvens og kortere steglengde når de løp på tredemøllen enn når de sprang ute på bane. Dette mener forskeren kom av en lavere sving amplitude. Som er fotens største utslag til hver side i ett løpesteg. Dette mener forskere kom av at forsøkspersonene brukte en løpestil som virket mer masete med en høyere stegfrekvens og kortere steglengde. Slik at de ikke tok seg tid til å fullføre hele løpesyklusen, slik de gjorde når de løp utendørs på bane. (Wank, Frick, & Schmidbleicher, 1998). Men selv om man finner er statistisk signifikante forskjeller i løpskinematikken mellom tredemølle og bane løping utendørs, så synes allikevel det å være enighet om at likhetene er store nok til at man kan forvente overføring av prestasjon fra tredemølletraining til løping ute (Cavanagh & Williams, 1982) (Hunter & Smith, 2007). Men hva med en ikke motorisert tredemølle som

Curve der løpebandet må dras bakover med hjelp av egen muskelkraft. Dette blir veldig forskjellig i forhold til en motorisert tredemølle der løpebandet går bakover av seg selv. Å ikke minst er utformingen på en Curv mølle veldig annerledes enn en vanlig motorisert tredemølle (se figur 1).

Løpskinematikken på curv mølle

Det er ikke gjort mye forskning på slike tredemøller. Noe som skyldes at det er helt nytt på trenings utstyr markedet. Men Seneli et al. (2011). Gjennomførte en undersøkelse for å se om det var forskjell i løping på en Curv mølle i forhold til vanlig tredemølle. Det viste seg at energikostnaden var mye større enn ved løping på en curve mølle en vanlig tredemølle. Dette viste seg i både oksygenforbruk, hjerterefrekvens og laktatnivå. I den samme studien så Seneli et al. (2011) på steglengden på en vanlig motorisert tredemølle, kontra på en woodway curv tredemølle, forskeren trodde at på grunn av at standfasen på en woodway curve skjer på et høyere punkt enn en vanlig flat tredemølle, var det naturlig å tro at steglengden ville bli kortere på grunn av at forsøkspersonen ikke for å strukket ut foten så godt. Studien viste derimot at steglengden ikke var forskjellig til tross for ulikhet i tredemøllens utforming (Seneli, Edlbeck, Myatt, Reynolds, & Snyder, 2011). Så her også viser det seg at løpe kinematikken er nokså lik men etter som Seneli et al. (2011) fant ut at det var ett mye større energi kostnad ved å løpe på curve mølle kontra det å løpe på vanlig tredemølle. Kan dette da skyldes andre ting enn selve løpe kinematikken.

Muskelaktivisering

Måling av muskelaktivisering ved hjelp EMG målinger har i dag blitt en vanlig måte å måle muskelaktivering innen løping. Smoliga et al. (2010) undersøkte reliabiliteten og presisjonen av EMG i løping. Undersøkelsen tok for seg 15 mannlige løpere i alderen 23 +/-4,6år. Resultatene fra denne studien viser at mange EMG-parameterne er reliable og presise for løping. Eneste muskel som viste seg å ikke være full reliable var vastus lateralis (Smoliga, Myers, Redfern, & Lephart, 2010). Dette kan skyldes at vastus lateralis sitter dypt eller er vanskelig å få riktig plassering av elektroden.

Wank, Frick og Schmidtbleicher (1998) undersøkte forskjeller i muskelaktivisering ved løping på tredemølle og bane. Det viste at muskelaktiviseringen i de forskjellige løpesettingene er relativt lik og de små forskjellene kan forklares av de kinematiske endringene som var i

løpeteknikken mellom forsøkspersonene. Men to muskler skilte seg i midlertidig ut. Deres studie viste nemlig en signifikant lavere aktivitet i Vastus lateralis ved tredemølleløping korresponderer med mindre vertikal forflytning av kroppens tyngdepunkt. Det viste seg også at biceps femoris hadde høyere aktivering på tredemølle, ved den siste delen av frasparket. Dette kan ha en sammenheng med at utøveren lente seg mer forover ved løping på tredemøllen. Lee og Hidler (2008) rapporterte også om lavere muskelaktivitet i leggmusklene i standfasen på tredemølla, både for musklene involvert i fleksjon (Tibialis anterior) og ekstensjon (Gastrocnemius). Det var også lavere aktivitet i hamstringene, Vastus medialis, og Adductor longus i standfasen på tredemølla sammenlignet med på gange utendørs, mens aktiviteten i Rectus femoris var høyere på tredemøllen. Siden Rectus femoris bøyer hofteleddene kan det tenkes at den høyere aktiviteten skyldes at standbenet blir trukket bakover av båndet på tredemølla, slik at man må svinge benet lenger fremover for å ta neste steg (Lee & Hidler, 2008). Svakheten med denne studien er at den er gjort på gange og ikke løping. Men allikevel er det en viss overførings verdi fra gange til løp når man ser på muskelaktiveringsmønsteret. Men forskerne konkluderte med selv om enkelte muskler har ulik muskelaktivering ved gange på tredemølle er det helt klart overføringsbart det å gå på tredemølle kontra de å gå utendørs. Baur, Hirschmuller, Muller, Gollhofer og mayer (2007) viste at når forsøkspersonene løp i en konstant fart på 12km/t var Proneus longus, kjent som en viktig ankel-stabilisator, ble aktivisert mye tidligere og lengre ved løping på tredemølle. Undersøkelsen viste også en signifikant lavere amplitude i Soleus ved fraspark fasen. Dette tror forskerne skyldes en mindre vertikal bevegelse av kroppens tyngdepunkt. Så her også skyldes mye av den forandringen som var i muskel aktivisering en forandring i løpskinematikken. Men at det var en annerledes muskel aktivisering på tredemølle akkurat før fotissette og i slutten av frasparket (Baur, Hirschmuller, Muller, Gollhofer, & Mayer, 2007)

Når man ser på hva som er gjort av forskning på temaet løpekinematikk og muskelaktivisering på tredemølle kontra løping utendørs er det litt sprikende svar. Noen finner helt klare signifikante forskjeller i bevegelsesformen og muskelaktiviteten (Elliott & Blanksby, 1976) (Riley, et al., 2006). Mens andre ikke finner noen store forskjeller i løpskinematikken mellom tredemølle og bane løping utendørs, og derfor konkludere med at selv om det er noen signifikante forskjeller så synes allikevel det å være enighet om at likhetene er store nok til at man kan forvente overføring av prestasjon fra tredemølletraining til løping ute (Cavanagh & Williams, 1982) (Hunter & Smith, 2007). Derfor synes jeg det ha vært spennende å igjen sett på om det er noen forskjeller i løpskinetikk og muskelaktivitet. Å spesielt om det er noen

forskjell i løpskinetikken og muskelaktivitet til den ikke motoriserte curve tredemøllen og om den nye ikke motoriserte curve tredemøllen er ett bedre alternativ til vanlig tredemølle vinterstid her i Norden. Samtidig synes jeg at mye av den forskningen som er gjort tidligere er gjort med forsøkspersoner som har for lite erfaring med løping. Derfor ønsker jeg å bruke forsøkspersoner som har stor erfaring med løping. På grunn av at med sin treningsbakgrunn allerede har ett innøvd løpsmønster og en god løpsøkonomi (Scrimgeour, Noakes, Adams, & Myburgh, 1986). Dessuten har de også masse erfaring med løping på tredemølle og bane løping. Grunnen til at jeg ønsker å se på løpskinematikken og muskelaktiviteten ved 16km/t er på grunn av at ifølge Jones og Doust (1996) er det mest vanlig å teste løpsøkonomi på en submaksimal hastighet (16 km/t) på en tredemølle. Derfor vil det være en inntresang fart å se om det er noen forskjeller på de tre ulike underlagene i den farten.

Problemstilling

Er det forskjell i løpeteknikk, muskelaktivitet og energikostnaden ved løping i en konstant fart (16km/t) på bane, tredemølle og curv mølle?

Metode

Forsøkspersoner

Forsøkspersonene var 10 mannlige utholdenhetsidrettsutøvere. Testpersonenes idretts bakgrunn var 6 langdistanseløpere, 2 mellomdistanseløpere, 1 langrennsløper og 1 skiskytter. (Alder: $24,5 \pm 2,87$ år, Vekt: $69,8 \pm 6,91$ kg, Høyde: $1,80 \pm 0,06$ m, Maksimalt oksygenopptak: $72,64 \pm 5,28$ ml/min/kg). Testpersonene ble informert om hvordan testene skulle gjennomføres både skriftlig og muntlig slik at de ble klar over hvordan testene skulle utføres og om fordeler å potensielle farer med å delta. Alle testpersonene signerte en samtykkeerklæring for å delta i denne studien. Testpersonene ble informert om at de kunne trekke seg når som helst fra studien uten å måtte oppgi noe form for grunn. Før forsøket ble det satt noe inkluderingskriterier. Forsøkspersonene skulle være friske og uten noen form for skade de siste 3 månedene før testene, å være godt kjent med tredemølle løping som treningsform.

Testprosedyre

Forsøket fant sted i friidrettshallen ved Steinkjer videregående skole, og i laboratoriet ved HiNT Levanger. Løpsanalysene ble utført på en innendørs 200m løpebane, en tradisjonell motorisert tredemølle (HP Cosmos) og en ikke-motorisert tredemølle (Woodway curve). Før hver test gjennomførte alle testpersoner 5 min rolig jogg i valgfritt tempo. Alle testpersonene brukte samme type sko på alle sine tre tester og gjennomførte sine tester på samme tidspunkt på dagen. Dette ble gjort fordi man vil få alle tre testene så likt som overhode mulig.

Alle testpersonene løp 4x1000m med 2 til 5min pause mellom hver 1000m. Hver kilometer ble løpt i følgende hastigheter med stigende rekkefølge: 12km/t, 14km/t, 16km/t og maksimal hastighet. For å forsikre oss at testpersonene løp i de angitte hastighetene på løpebanen, ble de sekundert for hver runde (200m). På den motoriserte tredemøllen ble hastighetene programmert inn, mens på den ikke-motoriserte tredemøllen ble testpersonene gitt instruksjoner om å følge med på displayet som viste den angitte hastigheten. Datainnsamling av 3D-analyse og EMG ble gjort for hver 200m passering før testpersonene løp inn i svingen. Opptakene på 3D og EMG var på mellom 3-4 sekunder. Etter hvert drag ble det tatt laktatmålinger, puls og RPE av forsøkspersonene.

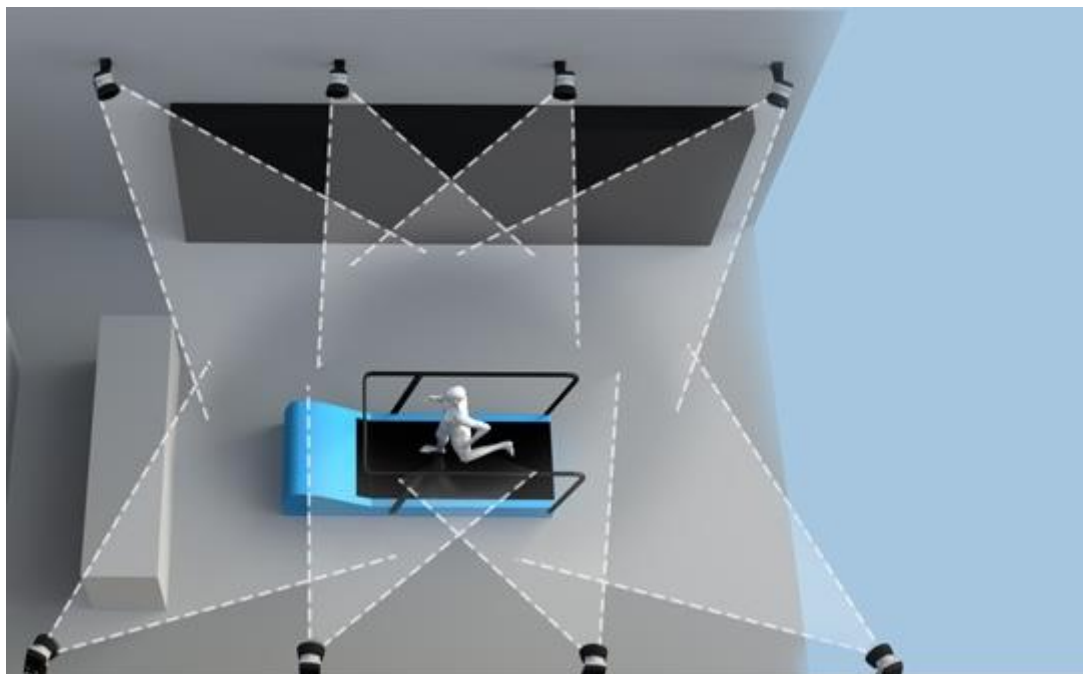
Alle testpersonene ble først testet i innendørs hall slik at vi fikk riktig hastighet i maks-draget. Gjennomsnittshastigheten på denne kilometeren ble så brukt i siste kilometer på den tradisjonelle tredemølla. Alle testpersonene gjennomførte andre testprotokoll på den tradisjonelle tredemøllen og fikk prøve den ikke-motoriserte tredemøllen etterpå. Dette ble gjort på grunn av at testpersonene skulle få en liten innlæringsperiode før siste protokoll. Den motoriserte tredemøllen ble satt på en 1 % stigning for å kompensere for manglende luft motstand. Dette ble gjort på bakgrunn av undersøkelsen til Jones & Doust, (1996). Der man fant ut at likheten av den totale energikostnaden for tredemølle og utendørs løping med bruk av 1 % helningsvinkel på tredemølla var lik ved hastigheter mellom 7,2 - 18 km/t) var lik (Jones & Doust, 1996).

Den tredje testprotokoll ble gjennomført helt likt bare at her ble de kun løpt 12km 14km og 16km i timen. På grunn av at 16 km/t draget var så nært maks hos de fleste forsøkspersonene ble det ikke løpt noe maks drag på den ikke motoriserte curve tredemøllen. Enkelte testpersoner klart heller ikke å gjennomføre 1000m på 16km/t på den ikke motoriserte curve tredemøllen, men de løp fra 650m til 900m så vi fikk nok tid til å hente inn data.

Utstyr

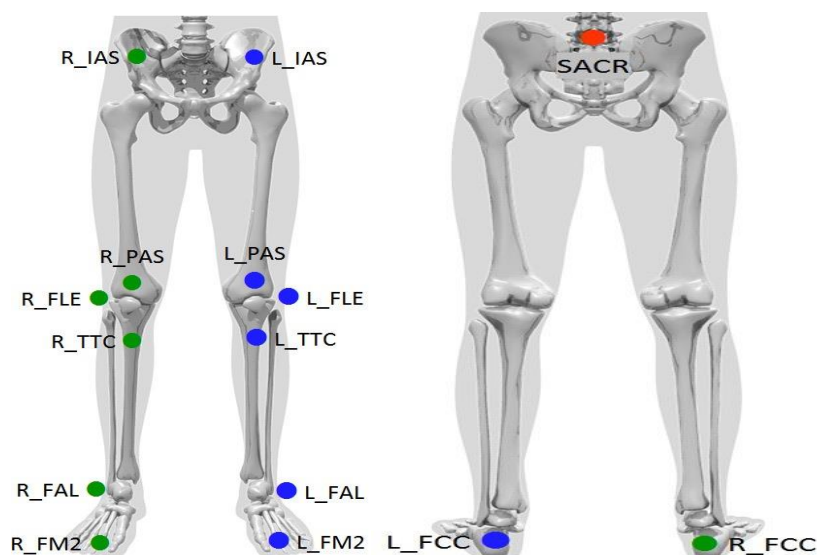
3D analyse

3D-analysen ble utført med ett tre dimensjonalt kamerasystem fra qualisys (qualysis, Gothenburg, Sweden) som bestod av 6-8 kameraer. Disse ble plassert rundt tredemøllene (se figur 2) og rundt et 10 meter område på løpebanen på langsiden før løpere løp inn i svingen, slik at ikke svingen skulle påvirke testpersonenes teknikk.



Figur 2. Illustrerer hvordan 3D kameraene ble plassert ut for å fange opp testpersonens bevegelser. (Illustrasjonsbilde, Salming runlab).

Markører av typen lightweight markers (19mm) som fanget opp utøvernes bevegelser ble plassert på utøverne. Der det ble brukt et markør-oppsett uten mediale markører for å minske risikoen for endring i løpeteknikk og hindre at noen av markørene falt av. Markører ble festet til følgende anatomiske landemerker som vist i figur 2. og i tabell 1.



Figur 3. Figur 1 viser hvor 3D-markørene ble plassert på forsøkspersonene (Qualisys PAF Running Package Marker Set).

Name	Location
SACR	Sacrum – Midpoint between left and right Posterior Superior Iliac Spine
R_IAS	Ilium – Anterior Superior Iliac Spine
L_PAS	Along the central line of the patella at the rectus femoris tendon, 1 cm proximally of the superior border of the patella when the knee is extended
L_FLE	Femur - Lateral Epicondyle
L_TTC	Tibia – Tibial Tuberosity
L_FAL	Fibula – Apex of the Lateral Malleolus
L_FCC	Foot/Calcaneus – Aspect of the Achilles Tendon insertion
L_FM2	Foot/Metatarsus – 2nd head
R_PAS	Along the central line of the patella at the rectus femoris tendon, 1 cm proximally of the superior border of the patella when the knee is extended
R_FLE	Left Lateral Epicondyle
R_TTC	Tibia – Tibial Tuberosity
R_FAL	Fibula – Apex of the Lateral Malleolus
R_FCC	Foot/Calcaneus – Aspect of the Achilles Tendon insertion
R_FM2	Foot/Metatarsus – 2nd head

Tabell 1.: Navn på 3D-markører og anatomiske landemerker (Qualisys et. al).

EMG

For å måle muskelaktivisering hos testpersonene ble det brukt EMG (Musclelab, Porsgrunn, Norge). Muskelaktivitet fra følgende ni muskler ble innsamlet: Tibialis Anterior, Soleus, Gastrocnemius, Biceps femoris, rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, Semitendinosus og Gluteus Maximus. Disse musklene ble valgt på bakgrunn av lignende studier og at de er de mest sentrale innen løping. Plassering av elektrodene ble bestemt ut fra de internasjonale bestemmelser for EMG måling, (seniam. org). For at de skulle være mulig å sammenligne EMG-data fra de forskjellige løpssettingene på forskjellige dager, måtte det kunne standardisere målingene. Dette ble gjort på følgende måte. Alle testpersonene gjennomføre maksimal frivillig kontraksjon i fem forskjellige øvelser som fikk med alle muskelgruppene som var relevante. På denne måten vet man muskelens maksimale aktivisering, og dermed kan man standardisere målingene. Dette ble gjort etter hver test.

Det ble også tatt laktatmålinger og hjerterefrekvens målinger. Laktatmålingene ble utført med en laktatmåler av typen Lactate Pro. Hjerterefrekvens ble registrert med en hjerterefrekvensmåler av typen Garmin forerunner 620 som registrere hjerterefrekvens hvert 5, sekund.

For å registrere oksygenforbruk til testpersonene ble det brukt en oksygen måler av typen Metamax II cortex. Denne ble plassert i en liten sekk som forsøkspersonene sprang med under testingen. Sekken ble festet så nært inn til kroppen som mulig for å unngå at sleng på sekken og ubehag til testpersonene.

Databehandling

De kinematiske parameterne ble regnet ut av et script (PAF-running) i Visual3D v.5. Ut fra denne fikk vi tall på følgende variabler; steglengde, stegfrekvens, kontakt-tid, fly-tid, vertikal forflytting av kroppen, maksimum og minimum vinkel i kneledd, og vinkel i ankel ved landing. 3D-opptakene fra bane lot seg ikke regne ut av scriptet, og måtte derfor gjøres manuelt i Visual3D. De kinematiske paramenterne som ble regnet ut fra bane ble steglengde, stegfrekvens, knevinkel ved fotisett, vertikal forflytning, maksimal knevinkel og minste knevinkel. Det ble gjort fire observasjoner for hver hastighet og gjennomsnittet fra disse ble datagrunnlaget for utregningene av de kinematiske variablene. Det er bare de kinematiske variablene som man fikk ut på alle tre underlag som blir vist fram i oppgaven.

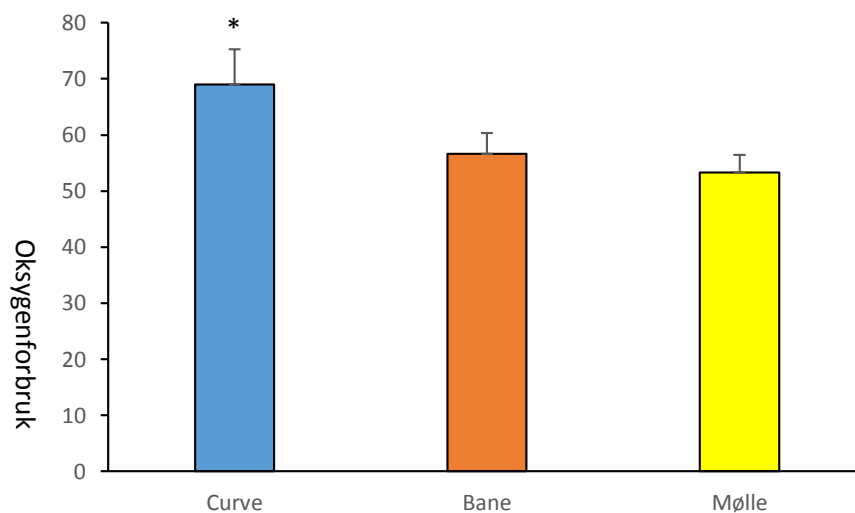
Statistikk

Alle statistiske analyser ble gjort med SPSS 19.0 for Windows (SPSS inc., Chicago, IL, USA), og Microsoft Excel 2010 for Windows (Microsoft Corporation). Det statistiske signifikant nivået ble satt til $p \leq 0,05$. Mens en p-verdi mellom 0,05-0,1 ble betraktet som en trend. I SPSS ble det kjørt Oneway anova post hoc-test både på de forskjellige underlagene (bane mølle og curve), kinematiske og fysiologiske parameterne.

Resultater

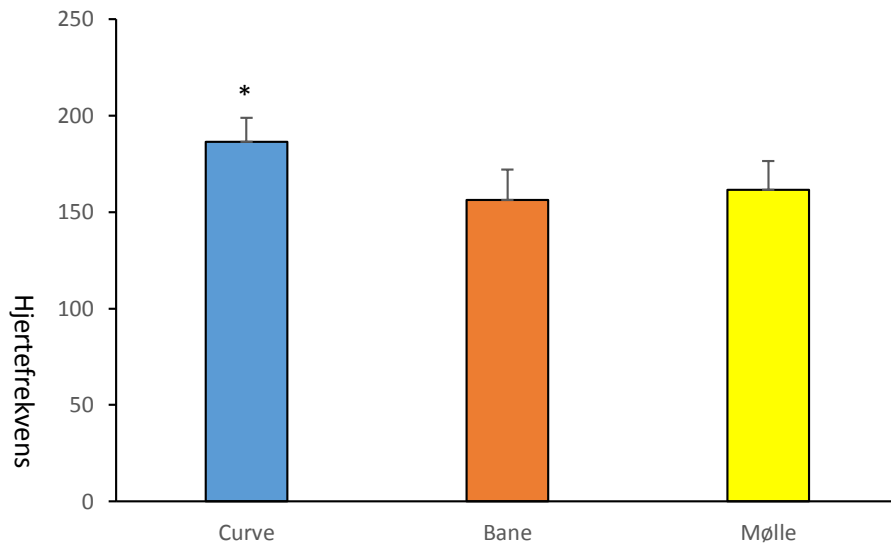
Fysiologiske parametere (Oksygen forbruk, hjerterefrekvens og RPE)

Det er funnet signifikante forskjeller i oksygenforbruk, RPE og puls ($F \geq 21,34$ $p \leq 0,0001$ $\eta^2 \geq 0,703$). Post hoc viser at bare ved curve er det signifikante høyere oksygen forbruk, RPE og puls i forhold til de andre to underlagene ($p=0,0001$) (se Fig.4, 5 og 6)



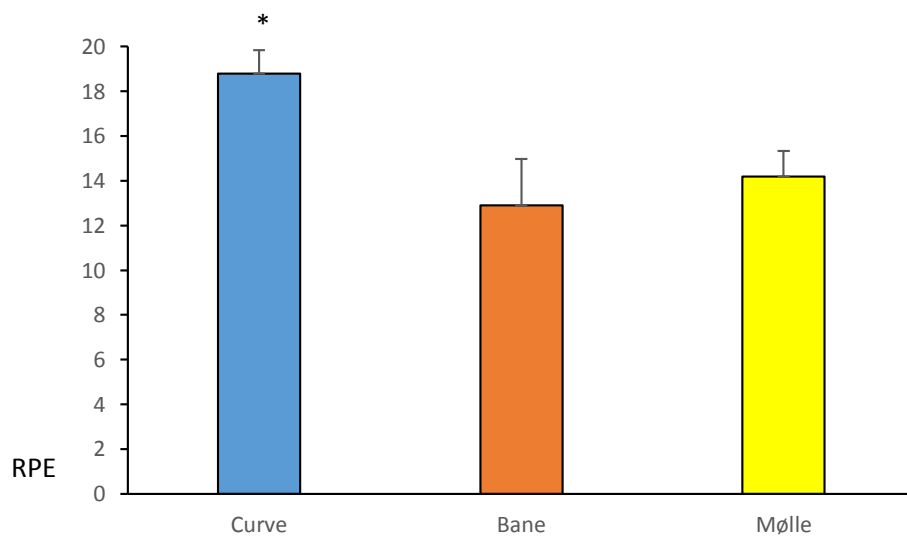
Figur 4. Viser oksygenforbruk ved 16km/t på mølle, bane og curve.

* Indikerer signifikant forskjell med alle andre plassene på en $p \leq 0,05$ nivå



Figur 5. Viser hjertefrekvens ved 16km/t på mølle, bane og curve.

* Indikerer signifikant forskjell med alle andre plassene på en $p \leq 0.05$ nivå



Figur 6. Viser oppgitt RPE ved 16km/t på mølle, bane og curve.

* Indikerer signifikant forskjell med alle andre plassene på en $p \leq 0.05$ nivå

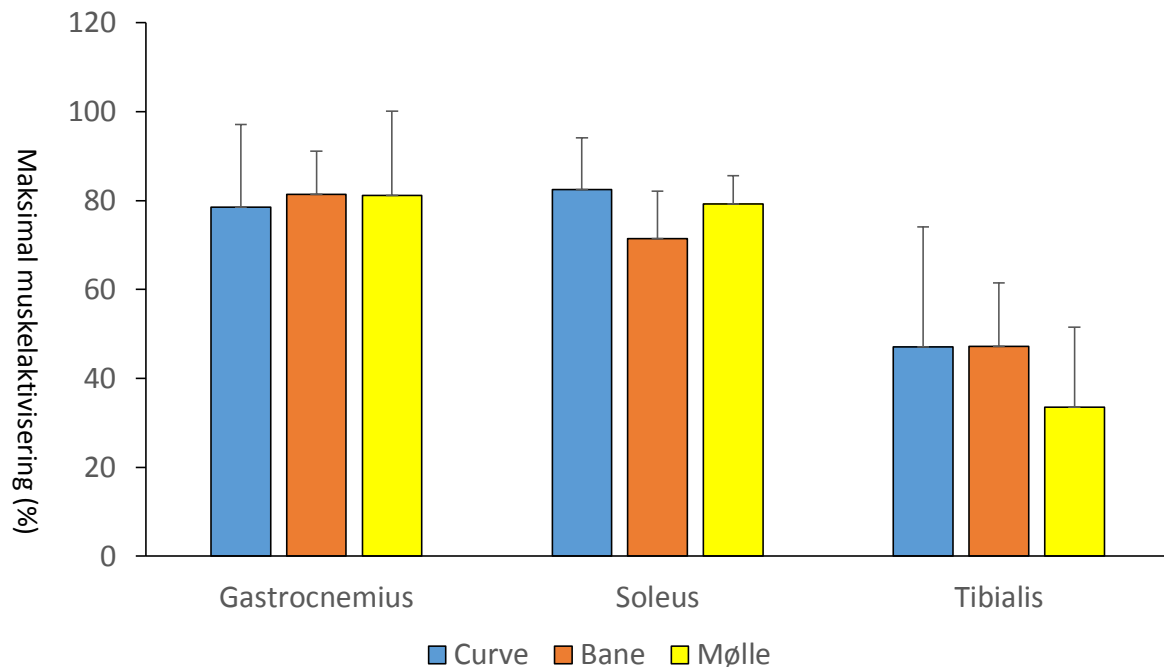
EMG

Det ble funnet en signifikant forskjell i muskelaktivitet ved de tre underlagene (bane, mølle og curve) ved løping på 16km/t-, for Gluteus Maximus ($F=7,000$ $p=0,012$ $\eta^2=0.719$), semitendinosus ($F=5,902$ $p=0,012$ $\eta^2=0.425$) og Biceps femoris ($F=8,000$ $p=0,001$ $\eta^2=0.926$). Mens det ble funnet en trend ved Vastus medialis ($F=2,835$ $p=0,085$ $\eta^2=0.240$) og soleus ($F=3,029$ $p=0,073$ $\eta^2=0.252$). De resterende musklene ble det ikke funnet noen signifikant forskjell på ($F \geq 2,142$ $p=0,146$ $\eta^2 \geq 0.012$)

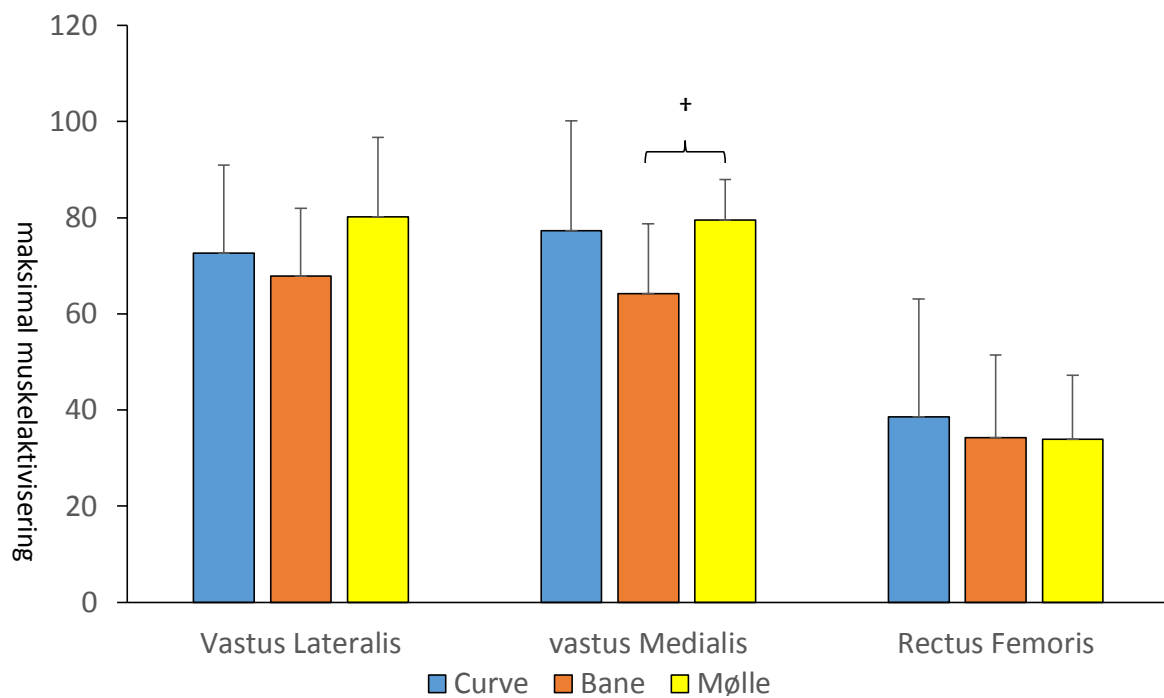
Post Hoc sammenligningen mellom de ulike underlagene (bane, mølle og curve). Post Hoc viser en signifikant høyere aktivering på curve enn løping på bane for Gluteus ($p=0,004$). Biceps femoris ($p=0,001$), og en trend ved Soleus ($p=0,079$). Mens resten av musklene viste ingen signifikant forskjell når det ble løpt på bane og curve.

Post Hoc resultatene mellom bane og mølle viser en signifikant høyere aktivering på mølle en bane i Tibialis anterior ($p=0,025$), Biceps femoris ($p=0,001$) og Vastus medialis ($p=0,026$). Mens det var en trend ved Soleus ($p=0,053$).

Post Hoc resultatene mellom curve og mølle viser en signifikant høyere aktivering på Gluteus ($p=0,029$) ved løping på curve. Mens det var en en signifikant lavere aktivering på Semitendinosus ($p=0,013$). Mens det var en trend på lavere aktivering på Tibialis anterior ($p=0,076$) ved løping på mølla. (Se fig. 7, 8 og 9).



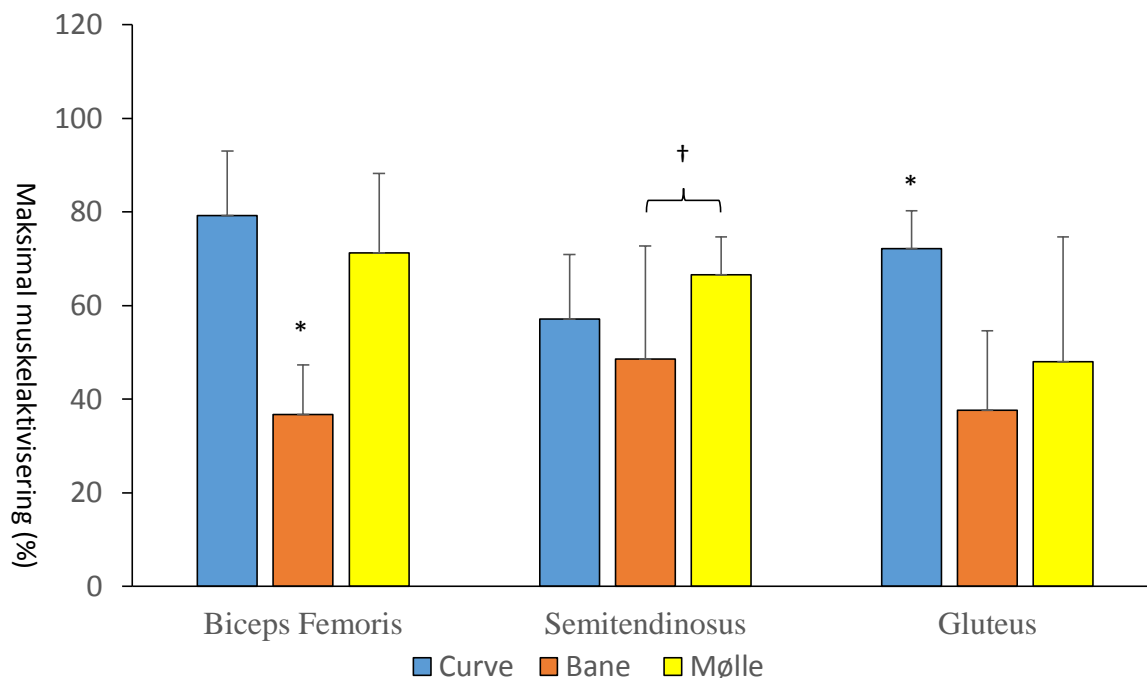
Figur 7. Viser muskelaktivering ved 16km/t på mølle, bane og curve.



Figur 8. Viser muskelaktivering ved 16km/t på mølle, bane og curve.

* Indikerer signifikant forskjell med alle andre muskler på en 0.05 nivå

† Indikerer en signifikant forskjell mellom disse to variablen



Figur 9. Viser muskelaktivering ved 16km/t på mølle, bane og curve.

* Indikerer signifikant forskjell med alle andre muskler på en 0.05 nivå

† Indikerer en signifikant forskjell mellom disse to variablene.

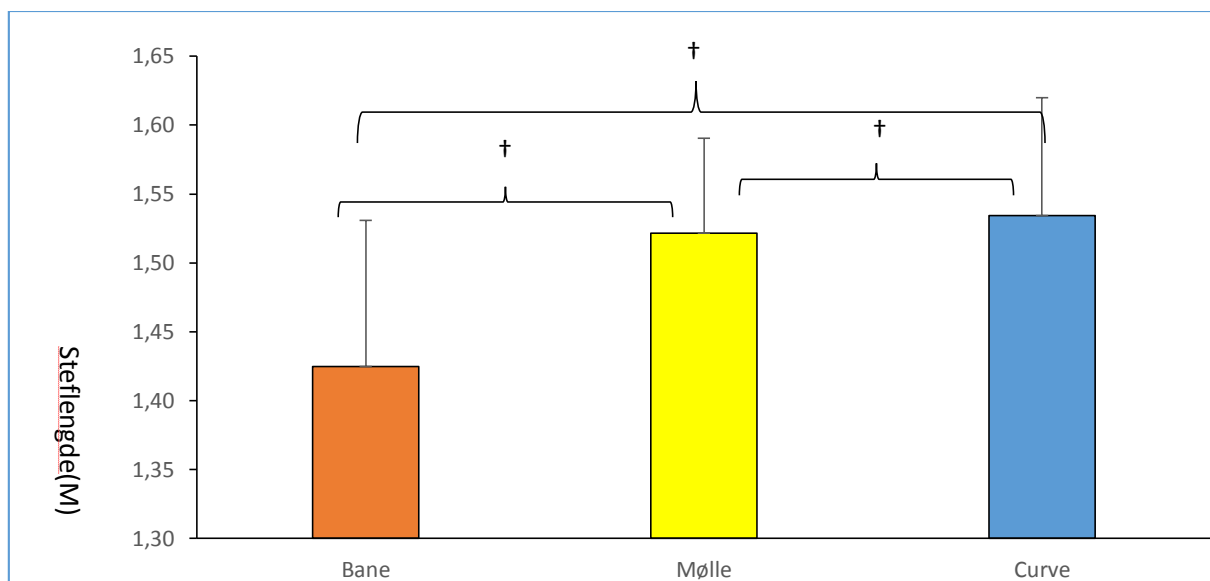
Kinematiske variabler

Det ble funnet en signifikant forskjell i følgende kinematiske variabler, steglengde ($F=6,346$ $p=0,039$ $\eta^2=0.476$) og knevinkel ved fotisett ($F=4,836$ $p=0,034$ $\eta^2=0.492$). Mens det ble funnet en trend ved vertikal forflytning ($F=3,215$ $p=0,067$ $\eta^2=0.287$). De resterende kinematiske variablene ble det ikke funnet noen signifikant forskjell på stegfrekvens ($F=0,499$ $p=0,616$ $\eta^2=0,059$), maksimal knevinkel ($F=1,056$ $p=0,384$ $\eta^2=0.174$) og minimal knevinkel ($F=2,385$ $p=0,142$ $\eta^2=0.323$).

Post Hoc sameligningen mellom de ulike løpsprotokollene (bane, mølle og curve) viser en signifikant forskjell mellom bane og curve på steglengde ($p=0,042$). Mens det ble funnet en trend på knevinkel ved fotisett ($p=0,065$).

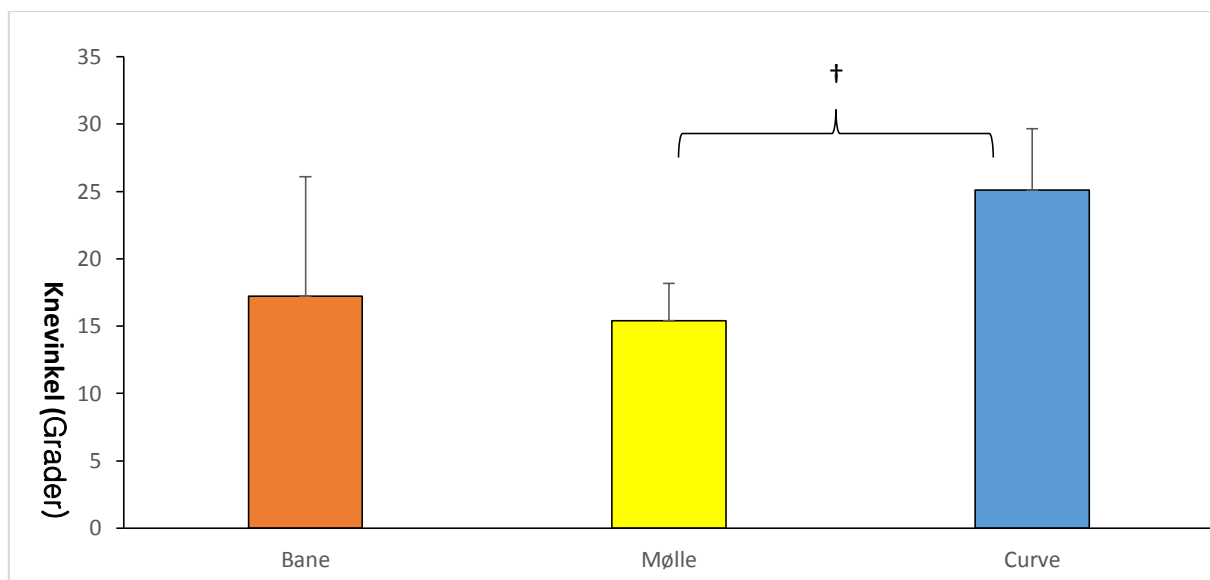
Mellom bane og mølle viser Post Hoc resultatene en signifikant forskjell på steglengde ($p=0,038$).

Mellom curve og mølle viser Post Hoc resultatene en signifikant forskjell på knevinkel ved fotisett ($p=0,003$). Mens det ble funnet en trend på steglengde ($p=0,073$) og vertikal forflytning ($p=0,064$). (se figur 10,11,12,13,14 og 15)



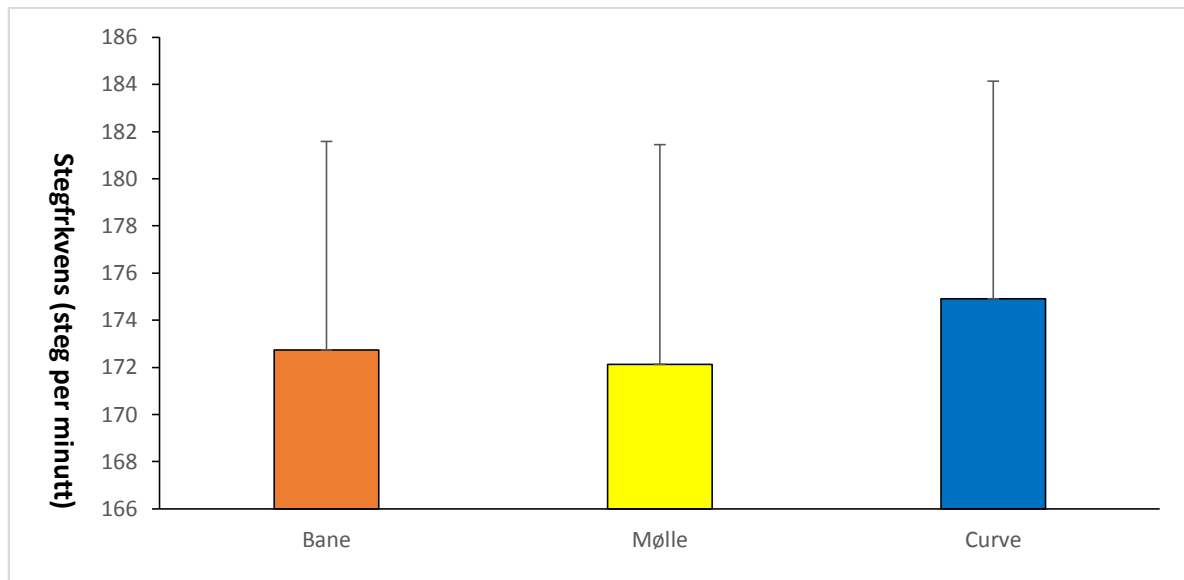
Figur 10. Viser steglengde ved 16km/t på bane, mølle og curve.

† Indikerer en signifikant forskjell mellom disse to variablene under ett 0,05 nivå.

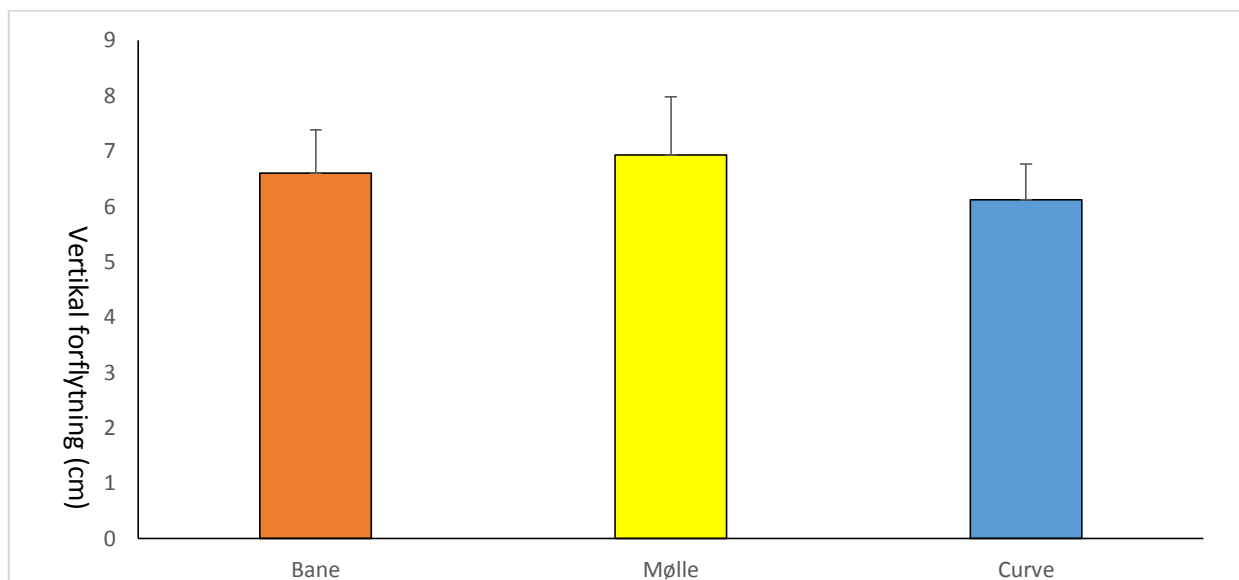


Figur 11. Viser knevinkel ved fotisett ved 16km/t på bane, mølle og curve.

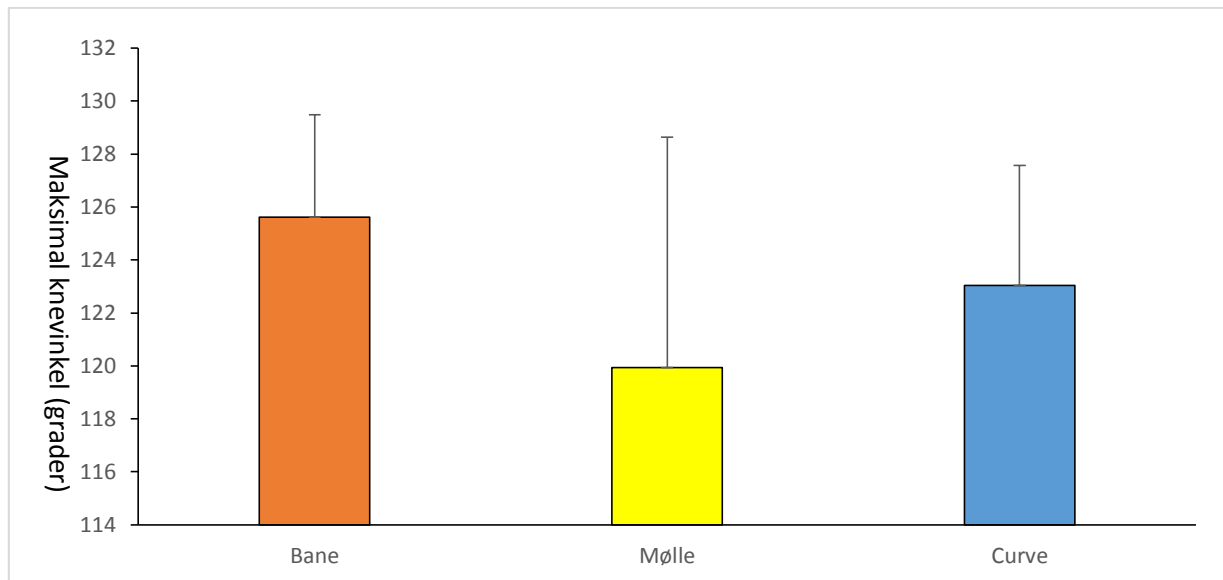
† Indikerer en signifikant forskjell mellom disse to variablene under ett 0,05 nivå.



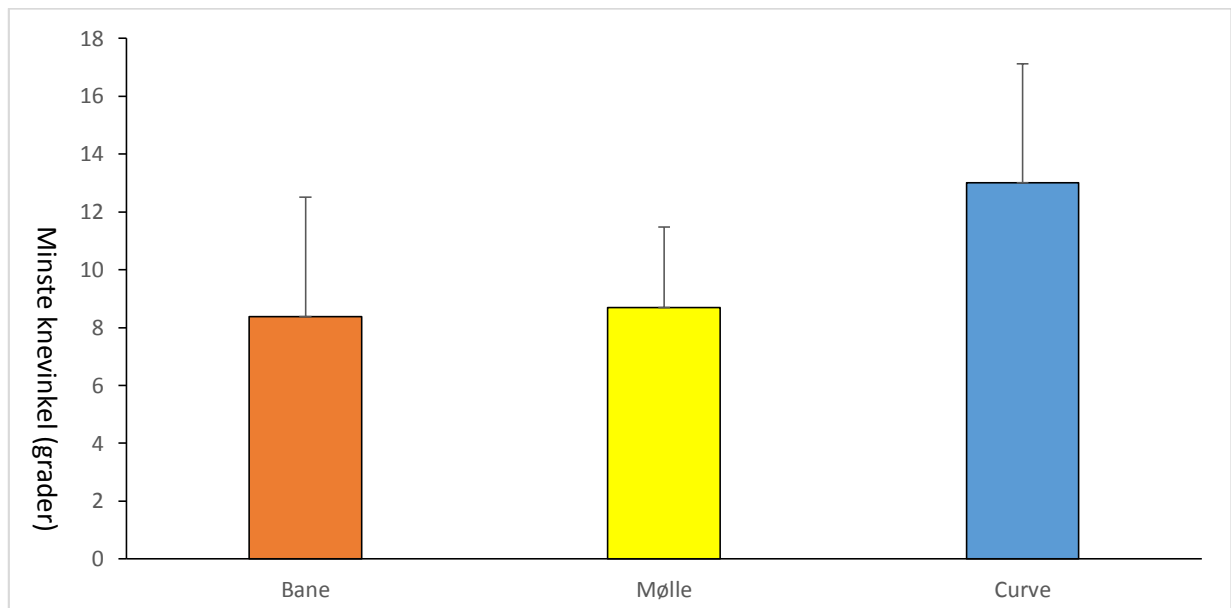
Figur 12. Viser stegfrekvens ved 16km/t på bane, mølle og curve.



Figur 13. Viser vertikal forflytning (cm) ved 16km/t på bane, mølle og curve.



Figur 14. Viser maksimal knevinkel ved 16km/t på bane, mølle og curve.



Figur 15. Viser minste knevinkel ved 16km/t på bane, mølle og curve.

Diskusjon

Denne studien hadde til hensikt å se forskjellene i muskelaktivitet og kinematiske faktorer mellom løping på en tradisjonell tredemølle, bane og en ikke-motorisert Curve-mølle ved 16km/t.

Hovedfunn

Hovedfunnene i denne studien er at ut fra de parameterne vi har målt kan man si at det å løpe på en vanlig motorisert tredemølle eller en curve tredemølle er såpas likt at det vil helt klart gi en viss overføringsverdi til løping utendørs på bane. Dette kan man si fordi man fant ingen forskjell i muskelaktivisering på (Tibialis Anterior, Soleus, Gastrocnemius, rectus femoris, vastus medialis og vastus lateralis), De kinematiske faktorene som ikke viste signifikante forskjeller mellom de tre type underlagene var (stegfrekvens, vertikal forflytning, maksimal knevinkel og minste knevinkel). Derfor vil det være en likhet i å springe på de tre forskjellige underlagene. Men man fant også enkelte forskjeller mellom de tre ulike underlagene noe som vil si at det ikke er helt likt.

Fysiologiske parametere

Resultatene viser ett signifikant høyere oksygen forbruk på curve enn på bane og tredemølle. Det samme ser vi på hjerterefrekvens og på oppgitt RPE verdi når man løp på curve i forhold til de to andre underlagene.

EMG

Som nevnt tidligere er bruk av EMG målinger en veldig reliabel og presis måte for å måle muskelaktivering innen løping (Smoliga, Myers, Redfern, & Lephart, 2010). EMG resultatene mellom de tre ulike underlagene viser at det er signifikant høyere aktivering i Gluteus maximus på curve en de to andre underlagene. Mens Biceps femoris og Semitendinosus viser en signifikant lavere aktivering på bane en de to andre underlagene ved 16km/t.

Kinematiske variablene

Den kinematiske variabelen som skilte seg mest ut i den foreliggende studien var steglengden (se figur 10). Ettersom den var signifikant forskjellig mellom alle tre forskjellige underlagene. Det viste seg at man tar signifikant kortest steglengde på bane, mens man tar signifikant lengre steglengde på curve i forhold til vanlig tredemølle.

En annen kinematisk variabel som viste seg å være signifikant forskjellig var knevinkel ved fotisett. Det viser seg at man hadde en signifikant lavere knevinkel ved fotisette på tredemølle en man hadde på bane og curve (se figur 11). Resten av de kinematiske variablene som stegfrekvens, vertikal forflytning, maksimal knevinkel og minste knevinkel viste seg å ikke være signifikant forskjellig mellom de tre forskjellige underlagene.

Fysiologiske parametere.

Ett signifikant høyere oksygenforbruk, hjerterefrekvens og oppgitt RPE ved løping på curve i forhold til de to andre underlagene, kan også bekreftes av tidligere studie gjort av Seneli et al. (2011). Der de også fant ut at løping på en curve mølle gir signifikant høyere oksygenforbruk, hjerterefrekvens og laktatnivå (Seneli, Edlbeck, Myatt, Reynolds, & Snyder, 2011). Mens mellom bane og en tradisjonell tredemølle ble verken oksygen forbruk, RPE og hjerterefrekvens signifikant. Noen som også kan bekreftes ved tidligere forskning gjort av Jones og Doust (1996), som kan bekrefte at så lenge man setter 1% stigning for å kompensere mot manglende luftmotstand vil tredemølle og løping utendørs på bane være svært lik med tanke på oksygen forbruk og hjerterefrekvens ved 16km/t. Det betyr ut fra variablene som oksygenforbruk, hjerterefrekvens og oppgitt RPE vil det være mye mer likt å løpe på en tradisjonell tredemølle en curve mølle viss man tenker det skal overføres til en konkurranse situasjon på bane ved 16km/t. Årsaken til at curve møllen skiller seg ut på disse tre parameterne kan være curve møllens konstruksjon, som gjør at steg avviklingen foregår i motbakke (se figur 1) og ikke tilnærmet flatt som de to andre underlagene.

EMG

Resultatene som viste at Gluteus maximus var signifikant høyere aktiv ved løping på curve i forhold til de to andre underlagene kan skyldes curve møllens utforming (se figur 1). Fordi når man løper på curve har man ett forisett i motbakke. Dermed vil det samsvare med funnene til Lieberman et al. (2006), som fant ut at løping på tredemølle med 12% inklinasjon gir en signifikant høyere muskelaktivitet enn løping på 0% inklinasjon i Gluteus maximus.

Våre resultater viser en signifikant lavere muskelaktivitet i Biceps femoris og Semitendinosus ved løping på bane enn ved de to tredemøllene. Dette samsvarer med funnene til Wank et. al (1998) som kom frem til at Biceps femoris var mer aktiv på tredemølle enn bane. Dette kan skyldes at på en vanlig motorisert tredemølle er det bande som drar foten bakover. Dermed vil Biceps femoris være mindre aktiv.

Franks et. al. (2012) fant ut gjennom en treningsintervensjon at utøverne som løp på Curve ble sterkere i quadriceps-muskulaturen enn de som løpte på en vanlig tredemølle. Da skulle man tro at muskelaktiviteten i quadriceps var høyere på Curve enn vanlig motorisert tredemølle. Det samsvarer ikke med våre resultater som viser at Vastus medialis, Rectus femoris og Vastus lateralis ikke har noen høyere muskelaktivitet ved løping på Curve enn de to andre underlagene. Dermed kan det tyde på ut fra våre resultater at baksiden er mer aktiv enn framsiden ved løping på curve i forhold til de to andre type underlagene, og spesielt den største muskelen Gluteus maximus. Grunnen til det kan være som skrevet ovenfor at curve møllens utforming (se figur 1), med at forsøkspersonene løper i en motbakke, eller at båndet på curve møllen har en litt for stor motstand slik at baksiden må hjelpe til å dra løpebåndet bakover.

Kinematiske faktorer

Det at man fikk signifikant lavere knevinkel ved fotisett på tredemølle i forhold til de to andre underlagene kan være på grunn av at på en motorisert tredemølle blir foten dratt bakover av det motoriserte bandet, Og dermed løper forsøkspersonene med en signifikant lavere knevinkel på den motoriserte tredemøllen, i forhold til løping på bane. Dette er i samsvar med tidligere forskning gjort av Elliot og Blanksby (1976) som også fant en lavere knevinkel ved fotisett ved løping på motorisert tredemølle enn løping på bane.

Det at man fikk en signifikant forskjell på steglengde mellom alle tre underlagene er et litt oppsiktsvekkende funn. Ettersom tidligere forskning på curve og tredemølle viser bare små individuelle forskjeller i steglengde (Jones og Doust 1996; Seneli et al. 2011). Årsaken til den signifikante forandringen i steglengde på de tre forskjellige underlagene kan være forskjellig. Men en teori kan være at man får en signifikant forskjell i steglengden på curve i forhold til de to andre underlagene, er fordi curve tredemøllens utforming er totalt forskjellig i forhold til de to andre underlagene. Fordi når man løper på en curve mølle vil standfasen (når foten treffer bakken) skje på et høyere punkt på grunn av curve møllens utforming (se figur 1). Dermed er det helt naturlig at steglengden vil bli ulik i forhold til løping på bane og mølle som er flatt i forhold. Men dette funnet er sprikende i forhold til tidligere forskning på curve mølle. Fordi Seneli et al. (2011) fant ingen signifikant forskjell på steglengden når han sammenlignet curve mot en tradisjonell tredemølle. Grunnen til dette kan være at i denne undersøkelsen ble det brukt svært gode forsøkspersoner, som dermed har løpt mye og har en godt innøvd løpeteknikk slik at de kan tilpasse løpeteknikken sin til å være mest effektiv i det miljøet de er i. Det betyr at forsøkspersonene kan variere innad i det samme type

koordinasjonsmønster. Dette omhandler i hovedsak at en varierer i koordinasjonsmønster innad i en bestemt syklus, som for eksempel i et løpesteg. Der en god løper treffer med steget hver gang, slik at han eller hun treffer med steglengden og dermed får tyngdepunktet rett under foten i landingen. Slik at man varierer kontinuerlig utførelsen av koordinasjonsmønsteret ut fra hvilket miljø man befinner seg i. For eksempel i motbakke eller unnabakke, altså det blir en form for en ”repetition without repetition”. Det vil si at en oppnår det samme målet, men på forskjellig måte (Bartlett, Wheat, & Robins, 2007). Dermed kan man si at våre resultater viser at forsøkspersonene må variere steglengden kanskje på grunn av curve møllens utforming gjør at man springer i en slags motbakke.

Det at vi fikk en signifikant lavere steglengde ved løping på bane enn vanlig motorisert tredemølle, er i samsvar med tidligere forskning. Blant annet en studie gjort av Elliot og Blanksby (1976) som sammenlignet løping på bane med løping på en vanlig motorisert tredemølle. Resultater viste at løping på tredemølle ga en redusert steglengde og en økt stegfrekvens ved moderate hastigheter fra 10,8 til 14,4km/t i forhold til løping utendørs på bane. Disse funnene ble også funnet i nyere studier gjort av Riley, et al. (2006) Der man testet tjue unge løpere/joggere med ett varierende treningsgrunnlag. Det viste seg at det var signifikante forskjeller med høyere stegfrekvens og kortere steglengde når man sammenlignet løping på tredemølle kontra det å løpe utendørs på lik hastighet. (Riley, et al., 2006). Grunnen til at vi fikk stridende resultater med ingen signifikant forskjell i stegfrekvens kan være at for eksempel fastheten på de tre forskjellige underlagene er veldig ulik. Blant annet ble testene på bane gjennomført på et Mondo dekke, disse dekkene er litt hardere enn ett vanlig tartan dekk og skal gi enda bedre sprett og svar fra underlaget (friidrett.no). Mens underlaget på curve møllen var en del tjukkere og mye mjukere enn den tradisjonelle tredemøllen. Det at det er helt ulikt fasthet på de tre forskjellige underlagene kan gi innvirkning på både EMG målingene og de kinematiske faktorene som stegfrekvens. Fordi Guttu et al. (2005) fant ut med sin forskning at sensorisk tilbakemelding blir beskrevet som tilbakeføring av sanseinntrykk. Disse sanseinntrykkene kommer gjennom foten, men blir svekket ved bruk av sko med tykke såler eller løping på mjuke underlag (Robbins & Hanna, 1987). Dermed vil musklene få en helt annen tilbakemelding og respons når de løp på de forskjellige underlagene i denne studien, dette kan helt klart være med å påvirke resultatene av denne studien blant annet, vil man ved å løpe på ett hardere underlag få benyttet seg av mer elastisk energi. Blant annet Bramble og Lieberman (2004) forteller at elastisk energi blir lagret i sener og leddbånd i beinene, for så å bli benyttet til å flytte kroppen forover. Der Fotbuen og akillessenen anses for å ha den

viktigste funksjonen for utnyttelse av elastisk energi innen løping (Bramble & Lieberman, 2004). Det betyr at når vi løper kan kroppen vår sammenlignes med en fjær, der energien utnyttes når fjæren komprimeres (I fotisettet) og fylles opp når fjæren strekker seg ut igjen. Viss det er forskjellig fasthet på underlaget vil det bety at forsøkspersonen vil få ulikt svar fra underlaget. Der ett hardt underlag vil gi mye svar tilbake mens ett mjukt underlag vil gi liten overføring med elastisk energi tilbake. En annen årsak til at man ikke fikk noen signifikant forskjell i stegfrekvens når man får en signifikant forskjell i steglengde. Kan være at scriptet (PAF-running) i Visual3D ikke regner riktig stegfrekvens ute på bane, fordi scriptet er utarbeidet for å fungere på tredemølle der forsøkspersonen springer på stedet.

Det positive med denne studien er at en ser at det er mange andre spørsmål som burde belyses ut fra de foreliggende resultater. Det hadde vært interessant om man på en eller annen måte hadde klart å gjøre underlaget på de tre forskjellige underlagene helt likt i hardhet, og sett om man hadde fått like resultater som det som er fått i denne studien, eller om det er en avgjørende faktor til de resultatene som er fått her. En annen ting som hadde vært interessant og sett på er om timingen av muskelaktiviteten er likt på de tre forskjellige underlagene. Det kunne kanskje gitt enda bedre svar på hvorfor noen muskler har signifikant ulik muskelaktivisering.

Konklusjon

Funnene i dette foreliggende studiet bekrefter en viss ulikhet i løpskinematikk, muskelaktivisering og energikostnaden ved løping i en konstant fart (16km/t) på bane, tredemølle og curv mølle. Resultatene viser en signifikant større energikostnad med å løpe på en curve mølle en å løpe på tredemølle og bane ved 16km/t. Man ser også signifikante forskjeller i muskelaktivisering av at man får en signifikant høyere muskelaktivisering i Gluteus Maximus på curve mølle. Mens man har en lavere muskelaktivisering i Biceps femoris og Semitendinosus ved løping på bane. De kinematiske variablene viser en signifikant ulik steglengde mellom bane, tradisjonell tredemølle og curve mølle. Å signifikant lavere knevinkel ved fotisett på tredemølle. Ut i fra alle disse fysiologiske og kinematiske variablene kan man si at det er en viss forskjell mellom å løpe på bane, motoriserte tredemølle og curve tredemølle. Men at også mye er likt.

Referanser

- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). *Is movement variability important for sports biomechanists?* Sports Biomechanics.
- Bassett, D. R., & Howley, E. T. (2000). *Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance.* Medicine and science in sports and exercise.
- Baur, Hirschmuller, Muller, Gollhofer, & Mayer. (2007). *Muscular activity in treadmill and overground running.*
- Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004). *Endurance running and the evolution of Homo.* Nature.
- Cavanagh, P. R., & Williams, K. R. (1982). *The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running.* Medicine and science in sports and exercise.
- di Prampero, P. E. (2003). *Factors limiting Maximal performance in humans.* European Journal of Applied Physiology.
- Elliott, B. C., & Blanksby, B. A. (1976). A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and science in sports*, ss. 84-87.
- Franks, K. A., Brown, L. E., Coburn, J. W., Kersey, R. D., & Bottaro, M. (2012). *Effects of motorized vs non-motorized treadmill training on hamstring/quadiceps strength ratios.*
- friidrett.no. (u.d.). *Friidrett.no*. Hentet fra <http://friidrett.no/nyheter/Sider/Herserduforskjelletter15m%C3%A5neder!.aspx>.
- Guttu, T. (2005). *Norsk ordbok med 1000 illustrasjoner.* Kunnskapsforlaget, Ascheho og Gyldendal.
- Hunter, I., & Smith, G. A. (2007, Juni 30). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *O Springer-Verlag*.
- Jones, A. M., & Doust, J. H. (1996). *A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running.* Journal of sports sciences.
- Lee, S. J., & Hidler, J. (2008). *Biomechanics of overground vs treadmill walking in healthy individuals.* J Appl Physiol.
- Nummela, A., Keranen, T., & Mikkelsen, L. O. (2006, July 3). Factors related to top running speed and economy. *Research institute for Olympic sports*.
- Raichlen, P. B.-S. (2006). *The human gluteus maximus and its role in running.*

- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U. D., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2006). *A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running*. Charlottesville: American College of Sports Medicine.
- Robbins, S. E., & Hanna, A. M. (1987). *Running-related injury prevention through barefoot adaptations*. Medicine and science in sports and exercise.
- Saltin, B., & Åstrand, P. O. (1967). *Maximal oxygen uptake in athletes*. Journal of Applied physiology.
- Scrimgeour, A. G., Noakes, T. D., Adams, B., & Myburgh, K. (1986). The influence of weekly training distance on fractional utilization of maximum aerobic capacity in marathon and ultramarathon runners. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 55, 202-209.
- Seneli, Edlbeck, Myatt, Reynolds, & Snyder. (2011). *Comparing step length between motorized and non-motorized treadmills during walking, jogging, or running*.
- seniam.org. (u.d.). Hentet fra seniam.org: www.seniam.org
- Smoliga, J. M., Myers, J. B., Redfern, M. S., & Lephart, S. M. (2010). *Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running*.
- Svedenhag, J., & Sjødin, B. (1994). *Body-mass-modified running economy and step length in elite male middle- and long-distance runners*. international Journal of sports Medicine.
- Wank, V., Frick, U., & Schmidbleicher, D. (1998). *Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running*.